

**TECHNISCHE BEWERTUNGSKRITERIEN
VON HÜFTENDOPROTHESEN**

**VERGLEICHENDE ANALYSE
HANDELSÜBLICHER HÜFTPROTHESEN ZUR
VERANKERUNG MIT KNOCHENZEMENT**

Eva-Maria Baenisch

1978



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Orthopädischen Klinik der Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. A. N. Witt

TECHNISCHE BEWERTUNGSKRITERIEN VON HÜFTENDOPROTHESEN.
VERGLEICHENDE ANALYSE HANDELSÜBLICHER HÜFTPROTHESEN ZUR
VERANKERUNG MIT KNOCHENZEMENT

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der Zahnheilkunde
an der Ludwig Maximilians Universität zu München

vorgelegt von

Eva-Maria Baenisch

aus

Güstrow

1977

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der
Universität München

Berichterstatter: Privat Dozent Dr. med. M.H.Hackenbroch

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. A. N. Witt

Dekan: Prof. Dr. med. B. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 3.10.1978



Mein besonderer Dank gilt dem Direktor der Klinik,
Herrn Prof. Dr. A. N. Witt, für die Überlassung
des Themas.

Dank auch Herrn Priv.-Doz. Dr. M. H. Hackenbroch
und Herrn Priv.-Doz. Dr. Ing. Dr. med. habil. M. Ungethüm für die
wertvollen Ratschläge und Hinweise, für die ständige
Beratung und Unterstützung.

A. Einleitung	6
B. Analyse handelsüblicher Hüftendoprothesen	8
I. Darstellung der technischen Bewertungskriterien	8
1. Materialien	8
a) Physikalische Aspekte	8
I) Metallische Werkstoffe	8
1) CoCrMo-Gußlegierungen	8
2) Stainless-Steel FeCrNiMo- Schmiedestahl AISI-316-L	9
3) CoNiCrMoTi-Schmiedelegerung Protasul 10	9
4) TiAlV-Schmiedelegerung	10
II) Thermoplastische Werkstoffe	10
1) Ultrahochmolekulares Niederdruck- polyäthylen	10
2) Polyoxymethylen	12
3) Polymethylmethacrylat	12
III) Keramische Werkstoffe	14
1) Aluminiumoxidkeramik	14
b) Biologische Aspekte	15
2. Konstruktion	18
3. Tribologie	29
a) Physikalische Aspekte	29
b) Biologische Aspekte	31

II. Das gegenwärtige Endoprothesenangebot für das Hüftgelenk, aufgegliedert nach den entscheidenden Bewertungskriterien	35
1. Material	35
2. Konstruktion	38
a) Pfanne	38
b) Femurkomponente	39
III. Kritische Schlußfolgerungen	45
1. Bewertung des gegenwärtigen Standes der Hüftendoprothetik aus technischer Sicht	45
2. Verbesserungsmöglichkeiten	46
C. Zusammenfassung	48
D. Literatur	50

Gewidmet meiner Mutter

Maria Bade, geb. Bienert

A. EINLEITUNG

Die totale Ersatzarthroplastik gewinnt in der modernen orthopädischen Chirurgie immer mehr an Bedeutung. In erster Linie ist diese Methode an Hand des Hüftgelenkes entwickelt worden, mit dessen totalem Ersatz sich diese Arbeit speziell beschäftigt. In den letzten Jahren sind auf diesem Gebiet weitere Fortschritte erzielt worden, so daß der totale Hüftgelenkersatz heute als eine sehr wirkungsvolle, technisch weitgehend ausgereifte Methode zur Behandlung einer großen Zahl von Hüftleiden gilt. Allerdings stellt die Alloarthroplastik keine kausale, sondern eine symptomatische Therapieform dar, die auf dem Prinzip der Gelenkresektion mit nachfolgendem Ersatz durch körperfremdes Material beruht. Daher ist die Gefahr der unkritischen Anwendung besonders groß. Die Hüftprothese wird allgemein zur Behandlung degenerativer und rheumatisch-entzündlicher Gelenkerkrankungen, bei posttraumatischer Gelenkzerstörung und ausgewählten frischen Hüfttraumen, bei aseptischen **Hüftkopfnekrosen und bei Tumoren angewandt. Aus medizinischer Sicht sind die Grenzen der Indikation einerseits durch die Operabilität des Patienten, andererseits durch Keimfreiheit und ausreichende anatomische Beschaffenheit des Implantatlagers gesetzt.**

Entscheidend für die Erfolgsbeurteilung der Hüftendoprothesen sind nicht nur richtige Indikation und korrekte Implantationstechnik, sondern auch technische Beschaffenheit des Implantats. Man kann heute zwar generell feststellen, daß die Endoprothesentechnik seit den Pionierarbeiten von Charnley, McKee und anderen in enger Zusammenarbeit mit Technikern einen hohen Reifestand erlangt hat. Aber die kritische Analyse klinischer Langzeitergebnisse läßt erkennen, daß die Funktionstüchtigkeit von mit Knochenzement verankerten Endoprothesen auf längere Sicht noch unbefriedigend ist. Insbesondere droht die

sogenannte Prothesenlockerung, deren Genese hinsichtlich ihrer Abgrenzung von schleichenden Infekten und auf Gewebsunverträglichkeit beruhenden Vorgängen noch nicht genügend geklärt ist. Es steht jedoch fest, daß auch prothesentechnische Faktoren wie Materialwahl, Design und tribologische Aspekte ausschlaggebend für das klinische Resultat sind. Technik und Medizin sind daher bemüht, in gemeinsamer Arbeit die offenen Fragen zu untersuchen und Lösungen auszuarbeiten.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, das gegenwärtige Prothesenangebot für das Hüftgelenk mit Ausnahme der Modelle zur zementfreien Verankerung zu analysieren, veränderungsfähige Details herauszuarbeiten und Möglichkeiten der Verbesserung zu diskutieren.

B. Analyse handelsüblicher Hüftendoprothesen

I. Darstellung der technischen Bewertungskriterien

1. Materialien:

a) Physikalische Aspekte

Aus technischer Sicht hängen Erfolg oder Mißerfolg einer Hüftendoprothese vom Material, seinen tribologischen Eigenschaften und der Konstruktion der Prothese ab. Jahre hindurch wurden und werden diesbezüglich Versuche an sog. Hüftsimulatoren unternommen, um die tribologisch günstigsten Materialpaarungen zu entwickeln. Hier zunächst eine Übersicht über die gebräuchlichsten Werkstoffe (23).

Metallische Werkstoffe (11):

CoCrMo-Gußlegierungen

Stainless-Steel FeCrNiMo-Schmiedestahl AISI-316 L

CoNiCrMoTi-Schmiedelegerung Protasul 10

TiAlV Schmiedelegerung

Thermoplastische Werkstoffe:

Ultrahochmolekulares Niederdruckpolyäthylen

Polyoxymethylen

Polymethylmethacrylat

Keramische Werkstoffe:

Aluminiumoxidkeramik

1) Metallische Werkstoffe

1) CoCrMo-Gußlegierungen

Diese Gußlegierungen aus Kobalt-Chrom-Molybdän wurden erstmals von C.S.VENABLE und W.G.STUCK im Jahre 1936 verwandt, und zwar für Dentalimplantate. Heute ist sie das am häufigsten zur Herstellung von Hüftprothesen verwendete Material.

Es handelt sich um eine zweiphasige, außerordentlich korrosionsbeständige Gußlegierung (austenitische Grundmasse mit interdendritisch ausgeschiedenen CrMo-Blockkarbiden). Die Ermüdungsdauerfestigkeit σ_b der Legierung ist mit 20 - 30 kp/mm² begrenzt.

2) Stainless-Steel FeCrNiMo Schmiedestahl AISI-316 L

Der FeCrNiMo-Schmiedestahl AISI-316 L wird schon seit vielen Jahren für die Herstellung von Kurzzeitimplantaten, wie Nägel, Platten und Schrauben, verwandt. Charnley benutzte diese Legierung erstmals 1959 für seine Hüftprothese.

Es handelt sich um eine Legierung mit einem speziell niedrigen Kohlenstoffgehalt. Um die Korrosionsbeständigkeit zu erhöhen, wird der Stahl nahezu weichgeglüht und dann mit hochglanzpolierter Implantatoberfläche eingesetzt. Häufig kommt es aber zu Inhomogenitäten im Stahlgefüge und damit zu Korrosionsschäden, da die Wärmebehandlung nicht immer sachgemäß erfolgt. Die Dauerfestigkeit des "Stainless Steel" ist zwar höher als die der CoCrMo-Gußlegierung, zeigt aber bei vergleichbaren Querschnitten einen sehr tiefen Streckengrenzwert ($\sigma_{0,2} = 29-34 \text{ kp/mm}^2$) an, so daß die Prothese leicht einer plastischen Verformung unterliegt.

3) CoNiCrMoTi-Schmiedelegierung Protasul 10

Die CoNiCrMoTi-Schmiedelegierung ist 1970 entwickelt worden. Eine Firma benutzt diese Legierung für die Herstellung von Verankerungsschäften. Dabei werden Gelenkugeln aus der CoCrMo-Gußlegierung in Verbundkonstruktion verwendet.

Die Schmiedelegierung Protasul 10 (17,24,5,25) ist hochdauerfest, zäh und korrosionsbeständig, wird aus doppelt vakuumverschmolzenem Material hergestellt und hat ein rein austenitisches Gefüge mit wenigen Titan-Karbid-Ausscheidungen. Die Streckgrenze des sehr feinkörnigen

Materials liegt wesentlich höher als die der CoCrMo-Gußlegierung bzw. Stahl AISI 316 L, die Dauerfestigkeit beträgt sogar das Doppelte ($\sigma_{bw} = 54-60 \text{ kp/mm}^2$). Abb. 1

4) TiAlV-Schmiedelegierung

Hüftkopfundoprothesen aus geschmiedetem Reintitan konnten sich nicht durchsetzen, da sie eine relativ niedrige Festigkeit besitzen. Aus diesem Grunde benutzte man zur Herstellung von Prothesenschäften eine hochdauerfeste TiAlV-Schmiedelegierung, die sich auch schon im Flugzeugbau bewährt hatte.

Es handelt sich um eine zweiphasige Titanlegierung (hexagonale Alphaphase und kubischraumzentrierte Beta-phase) (23).

II) Thermoplastische Werkstoffe

Viele Polymerkunststoffe zeigten im Gegensatz zu den metallischen Werkstoffen schon nach 2 Jahren Implantation derart schlechte Ergebnisse in Bezug auf Reibung und Verschleiß, daß die Auswahl an Kunststoffen für Hüftpfannen und Gelenkkugeln doch sehr eingeschränkt ist.

1) Ultrahochmolekulares Niederdruckpolyäthylen

Das ultrahochmolekulare Niederdruckpolyäthylen (HDP) ist zur Zeit der einzige Kunststoff, der sich bis jetzt technisch und klinisch für künstliche Hüftgelenke bewährt hat (27). Er wurde erstmals von CHARNLEY im Jahre 1963 zur Herstellung von Gelenkpfannen als Gleitpartner für metallische Hüftgelenkkugeln benutzt.

Obwohl sich dieser Polymerkunststoff seit nunmehr 15 Jahren bei verschleißbeanspruchten Gelenkpfannen bewährt hat, kann doch nicht von einem optimalen Kunststoff gesprochen werden, da er nicht formstabil und verschleißfest genug ist. Das Positive gegenüber Metall ist sein niedriger Reibungskoeffizient, so daß doch bei optimaler Formgebung von Polyäthylenpfannen eine vieljäh-

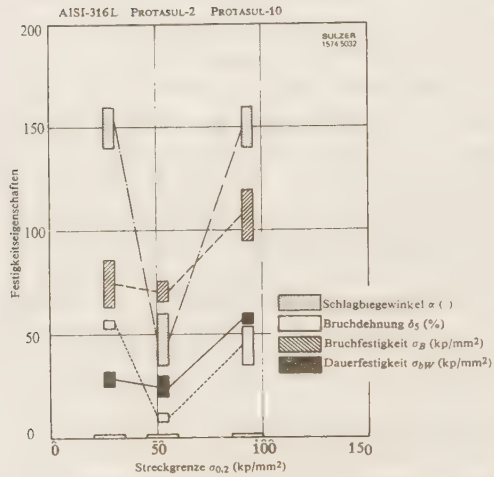


Abb. 1

Vergleich der Festigkeitseigenschaften für die drei Implantatwerkstoffe Schmiedestahl AISI-316 L, CoCrMo-Gußlegierung Protasul 2 und CoNiCrMoTi-Schmiedelegerung Protasul 10. (Aus Semlitsch 1974)

rige Funktionstüchtigkeit gewährleistet erscheint.

Das Niederdruckpolyäthylen hat einen relativ niedrigen Schmelzpunkt von 130° - 135°C . Zu den Nachteilen gehört, daß das Polyäthylen nur mit Hilfe von Gammastrahlen (2,5 Mrd) oder in Äthylenoxidgas sterilisiert werden kann.

2) Polyoxymethylen

Das homopolymere Polyoxymethylen wurde vorübergehend 1967/68 für die Rotationskugel der dreiteiligen Weber-Huggler Totalhüftprothese verwendet. Allerdings war nach Kontrollmessungen bei entfernten Prothesenköpfen die mechanische Beanspruchung im Körpermilieu so groß gewesen, daß nach 6 - 24monatiger Laufdauer der Kugeldurchmesser um mehrere Millimeter abnahm (23). Nach unseren Informationen gibt es nur einen Prothesentyp (Christiansen), der dieses Material weiterhin anwendet.

3) Polymethylmethacrylat

Das Polymethylmethacrylat wurde ursprünglich als Material zur Herstellung von Hüftkopfendoprothesen verwendet (z. B. J. und R. JUDET 1946). Dabei hat sich jedoch gezeigt, daß es den medizinischen Erfordernissen hinsichtlich Bruch- und Abriebfestigkeit nicht genügte. Der auch unter dem Namen Plexiglas bekannte Kunststoff rief außerdem noch heftige Fremdkörperreaktionen hervor. Auf Vorschlag eines Mannes aus der Zahnmedizin, die Polymethylmethacrylate zur Herstellung von partiellen und totalen Prothesen verwendet, kam CHARNLEY auf die Idee, diesen Kunststoff als Vermindungsmaterial zwischen Prothese und Knochen zu benutzen. Seitdem werden Prothesen mit diesem Knochenzement eingesetzt. Dieser selbsthärtende Knochenzement auf Methylmethacrylatbasis (Mischung von Polymerpulver und auszupolymerisierender Monomerflüssigkeit) ist nur für eine bestimmte Zeit verarbeitbar und dringt bis in die feinsten spongiösen Knochenhöhlräume ein.

Das Polymethylmethacrylat hat unterschiedliche Wirkungen auf das umliegende Gewebe. Es ist selbst nicht toxisch, sondern nur sein Restmonomer. Diese Monomere haben zunächst einmal eine lokale cytotoxische Wirkung. Im Zusammenhang mit dem Eindringen und der Aushärtung des Knochenzementes kann es auch zu Fernwirkungen kommen, z. B. zur Fettembolie. Eine weitere Fernwirkung ist die regelmäßig zu beobachtende Blutdrucksenkung während der Aushärtungsphase; so registrierten SCHULITZ, BUSTMAN und KOCH (21) bei etwa 50 % der Fälle beim Einbringen von Knochenzement in den Femurschaft Blutdruckabfall in Höhe von 20 - 30 mmHg; zusätzlich kam es vereinzelt noch zu Herzrhythmusstörungen, und 4 Patienten erlitten sogar einen totalen Herz-Kreislaufzusammenbruch. Die Genese dieser Wirkungen ist jedoch noch nicht geklärt.

Mit der anschließenden Aushärtung des Knochenzementes kommt es durch die entstehende Polymerisationswärme zu einer Schädigung des unmittelbar an den Zement angrenzenden Knochengewebes. Es hat sich aber herausgestellt, daß etwa nach 12 - 24 Monaten eine weitgehende knöcherne Revitalisierung bis auf einen bindegewebigen Saum stattfindet.

Die Grenzflächenreaktionen zwischen Knochenzement und Knochen wurden besonders von WILLERT (33) beschrieben. Er teilt den Einheilungsprozess in 3 Phasen:

1. INITIALPHASE. Sie umfaßt die ersten 14 - 21 Tage. Bei ihr kommt es regelmäßig zu einer Nekrose an Knochenmark und Knochen, die z. T. bis zu 3 mm breit ist. Es können mitunter in der Spongiosa der Trochanterregion auch größere Nekroseherde auftreten.

2. REPARATIONSPHASE. Mit dieser Phase beginnt der Organisationsprozess, der vom Gefäßsystem der intakten Umgebung ausgeht. Es kommt zur Phagozytose des Fettes im nekrotischen Knochenmark und zur Reparatur durch Bindegewebs- und Gefäßknospen in dem Nekrosegebiet. Als bald bildet sich ein kollagener Faserfilz, der in tieferen Abschnitten der Markräume durch Knochenmark und Fettmark ersetzt wird. An der Grenze zum Knochenzement finden sich viele Fremdkörperriesenzellen, außerdem wird der nekrotische Knochen durch neuen Knochen ersetzt. Diese Reparationsphase setzt ungefähr mit der 3. Woche ein.

3. STABILISATIONSPHASE. Sind alle Gewebsnekrosen beseitigt (spätestens nach 2 Jahren), bleibt eine kollagenfaserige Bindegewebsmembran an der Grenze zum Knochenzement. Diese Membran ist durch vielkernige Fremdkörper-Riesenzellen gekennzeichnet, die sich an der Oberfläche zum Knochenzement hin befinden.

III) Keramische Werkstoffe

1) Eine der neuesten Materialentwicklungen auf dem Gebiet der Endoprothetik ist die Keramik, darunter speziell die dichtgesinterte Aluminiumoxidkeramik.

P. BOUTIN (3) wählte sie zur Herstellung von Pfanne und Kugel für Totalhüftprothesen, diese wurden dann vorwiegend bei jüngeren Patienten mit langer Lebenserwartung implantiert.

Die Keramik liegt in einer thermodynamisch sehr stabilen Oxidstufe vor. Als Nachteil sind die geringe statische als auch dynamische Biegefestigkeit zu nennen, die noch niedriger als die von Metallen ist (11). Als Vorteil gilt besonders die Korrosionsbeständigkeit, außerdem sind Dichte, Korngröße, Reinheit und Fehlerfreiheit für die Einsatzfähigkeit dieses Materials von großer Bedeutung.

Die folgende Tabelle gibt die Zusammensetzung und Eigenschaften der Aluminiumoxidkeramik wieder (23):

<u>Reinheit</u>	<u>Dichte</u>	<u>Porosität</u>	<u>Korngröße</u>	<u>Wärmeausdehnung</u>
$\text{Al}_2\text{O}_3(\%)$	(g/cm^3)	$(\%)$	(mm)	$(1/^\circ\text{C})$
99,7-99,9	3,99	0,2	0,002-0,005	$6-8 \cdot 10^{-8}$

<u>E-Modul</u>	<u>Druckfestigkeit</u>	<u>Biegefestigkeit</u>	<u>Härte HV</u>
(kp/mm^2)	(kp/mm^2)	(kp/mm^2)	(kp/mm^2)
30000-40000	400-500	50-60	2000-2300

b) Biologische Aspekte

Bei der Diskussion biologischer Aspekte muß man sich zunächst einmal die allgemeinen Gewebereaktionen in der Umgebung künstlicher Gelenke verdeutlichen (32). Anstelle der vollständig entfernten Gelenkkapsel bildet sich eine Bindegewebskapsel, deren Aufbau dem einer normalen Synovialis ähnelt, jedoch nicht gleich ist. Die Dicke des Kapselreparats ist häufig sehr ausgeprägt, außerdem ist die Gewebearchitektur stark vergrößert. Kommt es nun zur Bildung von Abriebpartikeln, die als Verschleißprodukte an den Bewegungsflächen von Metall- und Kunststoffteilen des Gelenkes oder auch dem Knochenzement im Prothesenlager entstehen, so gelangen diese Partikel in die Gelenkhöhle, sammeln sich dort an und kommen bald mit der inneren Oberfläche der Gelenkkapsel in Berührung. Hier bildet sich nach einiger Zeit ein Fremdkörpergranulationsgewebe, das zur Fibrosierung neigt. Nimmt das Fremdkörperangebot überhand, werden auch die Zellen des retikuloendothelialen Systems im Knochenmark zur Speicherung des Fremdmaterials einbezogen. Dies führt zu einer Resorption von Knochengewebe in der Nachbarschaft des sich entwickelnden Fremdkörpergranulationsgewebes, was wiederum auf längere Sicht eine Lockerung des Implantates zur Folge hat.

Fast alle besprochenen Metalle können Anlaß zu allergischen Reaktionen geben. Bezüglich Allergien bei Prothesenträgern sind von mehreren Autoren umfassende Untersuchungen angestellt worden. Speziell die mögliche Überempfindlichkeit auf Nickel, Chrom und Kobalt ist bereits seit längerer Zeit bekannt. Dabei stellte sich heraus, daß Chromallergien bei Männern und Nickelallergien bei Frauen relativ häufiger sind. Insgesamt ist am ehesten mit Überempfindlichkeit gegen Nickel zu rechnen. Nach Angaben von FREGERT und RORSMAN (6), die 5416 Patienten mit Kontaktdermatitis untersuchten, sind durchschnittlich 1,7 % gegen Nickel empfindlich. EVANS und FREEMAN (6) untersuchten 1974 die Möglichkeit einer

Allergie auf Bestandteile der Metall-Legierung bei Hüft-Totalendoprothesen. Dabei soll der Abrieb von Metallionen eine fibrinoide Nekrose der umgebenden Arteriolen verursachen und diese in der Folge zu Knochennekrosen mit Spontanfrakturen und Lockerung führen. Nach GSCHWEND et al. kommt eine Allergie auf Metalle, insbesondere Nickel, Chrom und Kobalt, bei ca. 0,5 - 5 % der Durchschnittsbevölkerung vor.

CoCrMo-Gußlegierungen wurden schon 1939 von M. N. SMITH-PETERSON zur Herstellung von Hüftgelenkkappen benutzt und erwiesen sich als besonders körperverträglich. Diese erste Erfahrung wird auch heute noch bestätigt.

Reine Titanlegierungen, wie die TiAlV-Schmiedelegierung, verhalten sich im Körper ausgesprochen gewebefreundlich. Über Allergien bei der Anwendung dieser Legierung ist in der Literatur nichts bekannt.

Die thermoplastischen Werkstoffe wie das Polyäthylen und das Polymethylmethacrylat haben nach dem derzeitigen Wissensstand keine wesentliche immunologische Bedeutung. Es ist bekannt, daß es nicht gleichgültig ist, ob diese Materialien in Blockform oder in Pulverform im Gewebe anfallen. Unter der Voraussetzung, daß kleinere Partikel in größerer Zahl im gelenknahen Gewebe anwesend sind, können mehr oder weniger ausgedehnte lokale Fremdkörperreaktionen von seiten des Bindegewebes beobachtet werden. Größere Gewebereaktionen, insbesondere Osteolysen, sind dagegen nicht beschrieben worden. Ebenso sind auch keine malignen Entartungen beobachtet worden. Es muß jedoch bedacht werden, daß nicht abgeschätzt werden kann, welches die möglichen Folgen ausgesprochener Langzeiteinwirkung sind. Die diesbezüglichen Ergebnisse von Tierversuchen können nicht ohne weiteres auf die Verhältnisse beim Menschen übertragen werden (33).

Die Erfahrungen und Auffassungen über das Polyoxymethylen als Implantatwerkstoff sind sehr unterschiedlich.

- ausreichende statische und dynamische Festigkeit
- verschleißbeständige und reibungsarme Gleitflächen
- möglichst niedriger Elastizitätsmodul, ähnlich dem des Knochens, sowie gute Energieabsorption
- sterilisierbar ohne Veränderung der Materialeigenschaften
- korrosionsbeständig im Körpermilieu
- einfache und funktionsgerechte Konstruktion (leicht implantierbar und reoperierbar, gute Verankerungsmöglichkeiten)
- biokompatibel in Form von kompletten Implantaten, Verschleißpartikeln und eventuellen Korrosionsprodukten
- körperverträglich als Implantat sowie in Form eventueller Verschleißpartikel oder Korrosionsprodukte (27, 23, 14, 8).

Wesentliche Konstruktionsmerkmale wie das Verankerungsprinzip über einen Prothesenschaft im Röhrenknochen sind allen Prothesen gemeinsam. Einzelne Eigenschaften, wie Kopfgröße, Halslänge, Schaftlänge und -querschnitt, variieren dagegen sehr.

Worauf sollte man also bei der technischen Planung eines totalen Hüftgelenkersatzes besonders achten? Als erstes muß die Konstruktion hinsichtlich Formgebung und Material derart beschaffen sein, daß die Kräfte, die im Hüftgelenk auftreten, physiologisch auf den Schaft weitergeleitet werden. Kopf und Pfanne sollen ein möglichst geringes Reibemoment aufweisen und wenig Verschleiß zeigen. Weiterhin ist eine möglichst dauerhafte Verankerung im Becken als auch im Femurschaft anzustreben, um einer baldigen Lockerung der Implantate auch bei höheren Belastungen vorzubeugen (4).

Jede Hüftgelenkprothese besteht aus dem Kopf, dem Hals mit Kragen und dem Schaft. In welchem Verhältnis stehen nun diese Teile zueinander? Am auffälligsten ist der CCD-Winkel, der bei den einzelnen Prothesen unterschiedlich groß ist (18). Im allgemeinen werden die Prothesen mit CCD-Winkeln hergestellt, die wesentlich größer sind als der knöcherne Schenkelhalsschaftwinkel, nämlich etwa 135° - 150° . Die größeren CCD-Winkel verringern die Wirkung der Biege- und Scherkräfte am Prothesenhals. Die Wahl der Prothese für den einzelnen Patienten ist im wesentlichen von der groben anatomischen Form des Femurs abhängig.

In den vergangenen Jahren gab es verschiedene Ansichten über die Projektion des CCD-Winkels. Obwohl der Implantationsspielraum der Prothese zwischen Varus- und Valgusstellung durch die kortikale Führung der Schaftspitze eng begrenzt ist, ist man in letzter Zeit dazu übergegangen, die Hüftendoprothesen in Valgusstellung zu implantieren (10).

Das Problem von Varus- und Valgusstellung von Prothesen wird im folgenden noch ausführlich besprochen.

Die größten Unterschiede in der Konstruktion weisen die Kopfdurchmesser auf. Sie schwanken von 22 mm - ca. 54 mm. Inwieweit die Kopfgröße einen Einfluß auf die Verschleißrate hat, zeigten Versuche, die WEIGHTMAN und Mitarbeiter durchführten. Es handelte sich dabei um vergleichende Simulatoruntersuchungen an den Prothesentypen CHARNLEY und MÜLLER. Beide besitzen eine Gleitpaarung Polyäthylen - Metall. Die Kopfdurchmesser betragen bei CHARNLEY 22 mm und bei MÜLLER 32 mm. Die Autoren stellten fest, daß die CHARNLEY-Prothese nach 1,8 Mill. Lastbewegungszyklen - will etwa 1 Jahr Laufzeit beim Menschen entsprechen - eine doppelt so große Pfannenwanddickenabnahme aufwies wie die MÜLLER-Prothese (12). Daraus ist zu folgern, daß ein kleiner Kopf zu einer Erhöhung der spezifischen

Flächenpressung und zu einem vermehrten Verschleiß wegen erhöhter Drucke führt.

Als nächster Punkt wäre die Halslänge zu nennen, deren Einfluß auf die Statik der Prothese von Bedeutung ist. Prothesen mit einem langen Hals bewirken größere Biegemomente und damit höhere Biegespannungen als Kurzhalsprothesen. Nach Untersuchungen von TÖNNIS und ASAI trat in ihrem Material bei langhalsigen Prothesenmodellen eine Lockerungsrate von 5,6 % auf, bei mittelhalsigen Prothesen dagegen nur 3,6 %. Allerdings muß der Operateur die Halslänge auch den gegebenen anatomischen Verhältnissen des Knochens und der transartikulären Muskulatur anpassen. Dadurch, daß nach Resektion der Pfanne schon ein größerer Zwischenraum zwischen Femurschaft und knöchernem Becken entsteht und der gesamte Kapsel-Bandapparat ebenfalls reseziert wird, so daß das Gelenk viel Spiel hat, muß man häufig zur Vermeidung postoperativer Luxationen einen etwas längeren Hals wählen.

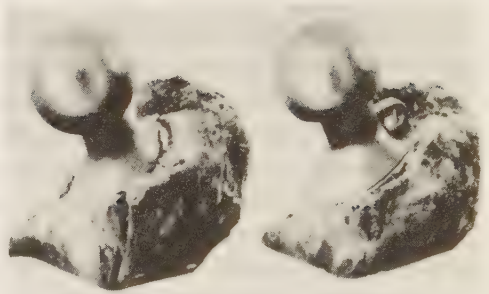
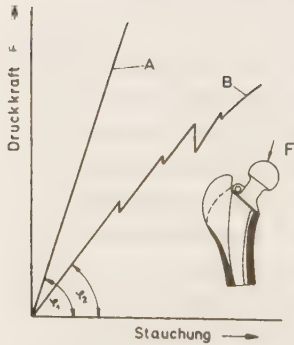
Der Erfolg oder Mißerfolg einer implantierten Prothese hängt auch von der Größe der Auflagefläche des Kragens und dem Kragenwinkel ab. Der Prothesenkragen soll exakt auf der medialen Corticalis aufliegen, so daß die axialen Druckkräfte direkt auf diese übertragen werden können. Wichtig ist auch die Größe des Neigungswinkels, der eine entsprechend der Richtung der an der Hüfte resultierenden Gesamtbelastung weitgehend senkrechte Krafteinleitung in den Knochen ermöglichen soll. Zahlreiche heutige Prothesenmodelle haben aber einen zu kleinen Kragen, dessen Durchmesser vor allem bei großen Knochenverhältnissen oft kleiner als der der Markhöhle ist. Es kommt zu einem Einsinken der Prothese, deren Kragenauflage im weiten Femur zum Teil nur dem Knochenzement aufliegt und keine zusätzliche Corticalisabstützung besitzt (10). Außerdem treten erhebliche Scherkräfte auf, die nach medial gerichtet sind, so daß die resultierende Gesamtbelastung nicht senkrecht auf die Knochenresektionsfläche auftritt.

Die Folge ist, daß die axialen Kräfte unter wesentlicher Veränderung des Kraftflusses über das keilförmige Zementlager von innen auf den Röhrenknochen weitergeleitet werden und so zur Lockerung der Prothese führen.

Die üblichen Prothesen haben einen Kragenwinkel von 45° oder sogar nur 30° (10) (Abb. 2). U. HOLZ und M. UNGETHÜM (10) überprüften die Bedeutung einer breiten Kragenauflage noch zusätzlich unter simulierten Belastungsverhältnissen. Es stellte sich heraus, daß eine große Kragenauflagefläche einen höheren Widerstand gegen elastische bzw. plastische Verformung bietet als die vergleichsweise kleinere. Bei dieser kam es zu einer echten plastischen Verformung, die zu Mikro- und Makrozerstörungen des Lagers und damit zum Absinken der Prothese führte. Zusätzlich frakturierte der Femur in Längsrichtung.

Bezüglich des Schaftquerschnittes von Prothesen sind ausführliche Untersuchungen von RITTER und GRÜNERT angestellt worden. Zusammenfassend resultiert folgendes: Die meisten Prothesentypen haben einen bogenförmig gekrümmten Schaft, der nach distal in beiden Ebenen dünner wird. Sein Querschnitt zeigt Drachen- oder Dreieckform mit nach medial gerichteter Spitze. Dieser keilförmige Querschnitt hat sich bei speziellen Prothesentypen als auslösendes Moment für Lockerungen herausgestellt. Besonders Prothesen, die eine sehr starke Keil- oder Kantenform aufweisen, bewirken, daß es aufgrund der hohen spezifischen Druckbelastung zu einer Zerrüttung des medialen Prothesenlagers kommt (20).

Aufgrund dieser negativen Ergebnisse wurde für die WELLER- und auch für die CHARNLEY-Prothese eine breite, gerundete mediale Auflagefläche im oberen Prothesenschaftanteil gewählt. Dadurch werden örtliche Spannungsspitzen vermieden. Die optimale Querschnittsform, bei der die mediale Schaftrundung in zwei parallele, seit-



a)

b)

Abb. 2

Unterschiedliches Verhalten von Hüftprothesen mit großen und kleinen Kragenauflageflächen, aus UNGETHÜM 1976.

a) Verhalten bei Belastung in Richtung der Hüftresultierenden F

A Große Kragenauflagefläche

B Anderes Fabrikat mit kleiner Fläche

b) Versuchsanordnung zur Wirkung unterschiedlich großer Kragenauflageflächen

links: Eingesunkene Prothese und resultierende Femurspaltung bei kleinem Kragen;

rechts: Bei breiter Kragenauflagefläche unter gleicher Belastung intakter Femurschaft

(Aus UNGETHÜM 1976)

liche Flächen übergeht, verhindert das Auftreten von Keilkräften und vermindert somit sicherlich wesentlich den Faktor der Lockerungstendenz.

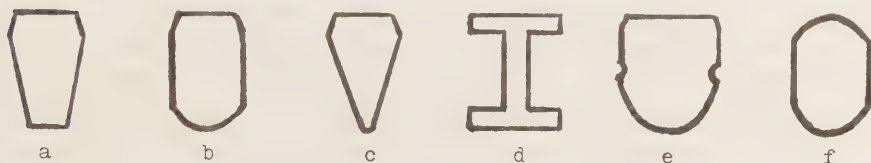


Abb. 3

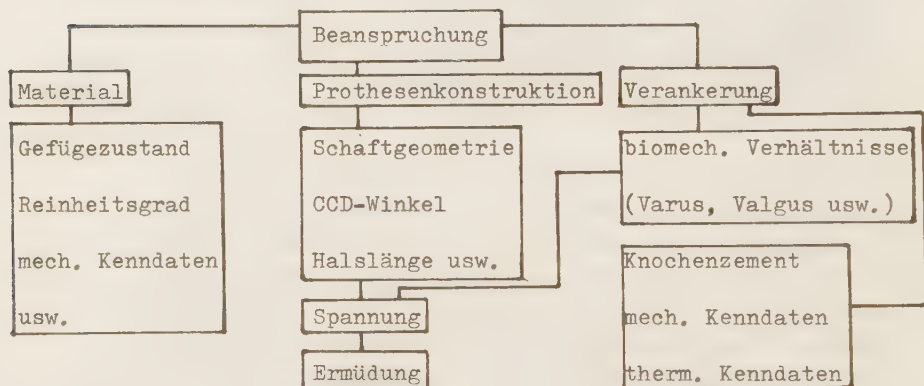
Darstellung verschiedener Schaftquerschnitte von Hüftprothesen im Femur.

Als letzter Punkt sind noch die Schaftlänge und die Schaftkrümmung zu erwähnen. Man hat festgestellt, daß die Spannungen im Normalfall bei Kurzschaftprothesen geringer sind als bei Langschaftprothesen. Letztere wirken sich aber insofern günstiger aus, als der Spannungsgradient längs des Schaftes geringer ist, da die allmählichere Kraftübertragung die zerstörende Wirkung am Knochen reduziert. Einen weiteren Vorteil zeigen sie auch bei Lockerungen, da die Spannungen geringer werden als bei kurzen Prothesen gleichen Typs. Außerdem kommt es bei Langschaftprothesen weniger leicht zur Varusposition während der Implantation; auf die Nachteile der Varusposition wird noch eingegangen werden.

Dem steht folgende Überlegung entgegen: Da bei Reoperationen eine Prothese gewählt werden sollte, deren Schaft länger ist als der der entfernten, um wieder eine ausreichende Stabilität im knöchernen Femurschaft zu erreichen, ist es günstiger, primär eine sog. Standard-schaftprothese mit einer relativ kurzen Schaftlänge von ca. 13 cm zu wählen. Es gibt allerdings Autoren, wie BUCHHOLZ (4) und BECK (2), die bereits primär eine lang-schaftige Prothese implantieren (länger als 13 cm).

Der Einfluß der Schaftkrümmung verhält sich analog dem der Halslänge. Gerade Prothesenschäfte haben gegenüber stark gekrümmten Schäften stets einen größeren Schenkelhalswinkel.

Alle besprochenen Punkte spielen bei Bruchproblemen und Schaftlockerungen eine entscheidende Rolle. In der folgenden Skizze (28) sei dies noch besonders verdeutlicht:



Auf den Punkt "Verankerung" sei noch besonders eingegangen. Man nimmt an, daß wichtig für gute Langzeitergebnisse das Einsetzen in Valgusstellung sei. Durch diese Position wird eine Reduzierung der einzelnen Reaktionskräfte bewirkt; außerdem eine Verringerung der Biegemomente und eine Verschiebung der Biegemomentmaxima in die proximalen Bereiche des Schaftes, also in Zonen mit großem Querschnitt. Durch das Einzementieren der Femurprothese in Varusposition kann es hingegen auf längere Sicht zu einer Schädigung der knöchernen Auflage bzw. zu einer unphysiologisch hohen Biegebeanspruchung kommen. Prothesenbrüche zeigen fast alle das gleiche Bild: Im proximalen Bereich hat die mediale Prothesenabstützung nach medial nachgegeben, und die Prothese ist dadurch

in eine verstärkte Varusstellung abgewichen. Lateral ist ein entsprechender Zwischenraum zwischen Prothesenschaft und Zementlager entstanden. Der Schaftbruch ist nach Beobachtungen von RITTER und GRÜNERT meist zwischen dem unteren und mittleren Schaftdrittel zu finden, während das kurze untere Bruchstück häufig noch fest von Knochenzement umgeben ist (20) (Abb. 4).

Aus biologischer Sicht ist generell zu fordern, daß die Implantatoberflächen möglichst klein zu halten sind, so daß auch die Reaktionen des umliegenden Gewebes auf ein Minimum herabgesetzt werden.

Eine spezielle Konstruktion hat die Rotationsendoprothese, die hier kurz beschrieben wird (Abb. 5):

Sie besteht aus drei Teilen. Auf dem Bolzen des Prothesenschaftes läuft ein Metallkopf gleicher Legierung mit variabler Halslänge. Dieser wiederum artikuliert nach dem bewährten CHARNLEY-Prinzip mit einer Pfanne aus High Density Polyäthylen. Dadurch, daß die Hüftbewegungen nun auf zwei Gelenke verteilt werden, erhoffen sich die Konstrukteure und Anwender dieser Prothese einen geringeren Verschleiß.



Abb. 4

Beispiel für einen technischen Versagensfall einer
Femurendoprothese. (Aus UNGETHÜM 1976)



Abb. 5

Die neue Rotationsprothese von WEBER: Auf dem unveränderten Bolzen des Prothesenschaftes läuft ein Metallkopf gleicher Legierung mit variabler Halslänge. Dieser wiederum artikuliert nach dem bewährten CHARNLEY-Prinzip mit einer Pfanne aus High Density Polyäthylen. (Aus: WEBER, STÜHMER, SEMLITSCH 1974)

3. Tribologie:

a) Physikalische Aspekte

Die Langlebigkeit einer Hüftendoprothese hängt in besonderem Maße vom Verschleiß und der Größe der Reibung zwischen den beiden artikulierenden Prothesenteilen ab. Hinsichtlich dieser Größen sind umfangreiche Untersuchungen von M. UNGETHÜM angestellt worden (29). Einflußgrößen für Reibung und Verschleiß sind allgemein:

die Flächenpressung und ihre zeitliche Veränderung

die relative Geschwindigkeit

die Art der Schmierung

die mechanischen, physikalischen und chemischen Eigenschaften der Werkstoffe

die Temperatur

die Rauhtiefe der Gleitfläche

der Feuchtigkeitsgehalt des Mediums und der umgebenden Luft

die Laufzeit

Unter der Voraussetzung einer korrekten Implantierung der Implantatkomponenten ist die Verschleißrate von totalen Hüftprothesen abhängig von:

1. dem Werkstoff der Gleitpartner und seinen mechanischen und tribologischen Eigenschaften
2. von der Größe des Kopfdurchmessers (Einfluß der spezifischen Flächenpressung und Länge des Gleitweges)
3. dem Spiel zwischen Kopf und Pfanne
4. dem Aktivitätsgrad des Patienten (negative und positive Beschleunigungskräfte, Ganggeschwindigkeit, Schrittzahl pro Jahr)
5. dem Körpergewicht des Patienten
6. Form und Oberflächenbeschaffenheit der Gleitflächen

7. Anwesenheit einer ausreichenden Menge von Synovialflüssigkeit.

Während beim gesunden Gelenk optimale Gleit- und Verschleißverhältnisse durch eine spezielle Depotschmierung geschaffen werden, entstehen beim künstlichen Hüftgelenk tribophysikalische Verschleißmechanismen, die in die Begriffe "Adhäsion", "Abrasion" und "Ermüdung" eingeteilt werden können. "Adhäsionsverschleiß ist bei Langzeitverschleißversuchen von Kunststoff gegen Metall unbedeutend. Dagegen zeigt sich Abrasionsverschleiß bei Ganzmetallprothesen in tiefen Kratz- und Schleifspuren. Ermüdungsverschleiß liegt dann vor, wenn unter der Kontakttoberfläche durch zyklische Schub- und Druckbeanspruchung Mikrorisse auftreten, die dann das Ausbrechen von Teilen an dieser Oberfläche einleiten." (29)

Da die Prothesen in verschiedenen Werkstoffpaarungen vorliegen, nämlich:

- a) Metall-Metall
- b) Metall-Kunststoff
- c) Metall-Keramik
- d) **Keramik-Kunststoff,**

wurden Simulatorversuche unternommen, um die Größe des Reibungsmomentes und den Verschleiß bei den einzelnen Typen genau festzustellen. Das Reibungsmoment sollte möglichst niedrig gehalten werden, um eine geringe Beanspruchung der Prothesenverankerung zu gewährleisten. Es nimmt proportional zum Reibungskoeffizienten, zur Größe des Prothesenkopfdurchmessers und zum Druck auf das Kunstgelenk zu. Wichtig ist daher bei der Totalplastik die Art der Werkstoffpaarung, da sie entscheidenden Einfluß auf den Reibungskoeffizienten hat.

"Ganzmetallprothesen weisen in Bezug auf den Verschleiß eine sehr hohe Lebensdauer auf, jedoch ist ihr Reibungs-

moment relativ hoch (2fach höher als bei der Kombination Metall-Polyäthylen), so daß es damit zu einer Funktionsminderung kommen kann." (1)

Weitere Reibungs- und Verschleißuntersuchungen werden in der sog. "Pin-and disk"-Prüfapparatur unternommen. Die niedrigste Verschleißrate und ein relativ niedriges Reibungsmoment zeigt die Paarung hochmolekulares Niederdruckpolyäthylen gegen Metall. Die Gleitpaarung Kunststoff-Kunststoff hat relativ gute Werte, niedriger als bei der Paarung des jeweiligen Thermoplasts gegen Metall. Dies bezieht sich allerdings nur auf die Paarung Polyoxymethylen - Polyester. Beide Materialien werden sehr zurückhaltend benutzt, so daß sich derartige Prothesen nicht durchgesetzt haben. In Untersuchungen hat sich gezeigt, daß die konvexe Gleitkomponente aus Kunststoff höheren Verschleiß zeigt als die konkave.

Versuche von M. UNGETHÜM und H.J. REFIOR 1974 (30) mit Metall-Polyäthylen und Keramik-Polyäthylen ergaben hinsichtlich der Reibung nicht so gute Ergebnisse. Das mag daran liegen, daß sich bei der Testung kompletter Totalendoprothesen im Hüftgelenksimulator unter physiologischen Bedingungen ein geändertes Reibungs- und Verschleißverhalten einstellen kann. Es ist aber trotzdem zum Einsatz dieser Prothesen gekommen. Allerdings wird es nie eine totale Keramikprothese geben, da sowohl die statische als auch die dynamische Biegefestigkeit der Keramik noch niedriger ist als die bei Metallen (11).

b) Biologische Aspekte

Das menschliche Hüftgelenk ist im Laufe eines Lebens sehr hohen Belastungen ausgesetzt. Es kommt bei jedem Schritt zu einer Kompression, die wenigstens das 1,6fache des Körpergewichtes beträgt. Diese Belastung kommt im Jahr etwa 1 - 1,5 Mill. mal vor (4). Beim Treppensteigen wird dieser Kompressionsdruck auf das Dreifache,

beim Laufen und Springen sogar auf das Fünffache des Körpergewichtes erhöht. Kommt es nun zu einem Unfall, z. B. zu einem Sturz, betragen die Belastungen zum Teil das Zwanzigfache des Körpergewichtes. Somit wird klar, daß eine hohe Beanspruchung der Implantatverankerung durch Auslockerungsmomente vorliegt.

Was sind nun die Gründe, die zu Lockerungen, Brüchen, also Mißerfolgen führen?

Hierbei muß man mehrere Ursachen unterscheiden.

1. Durch bakterielle Entzündungsvorgänge hervorgerufene Lockerungen
2. Lockerungen ohne nachweisbaren Infekt:
 - a) aus Materialgründen
 - b) aus Gründen von Seiten des Implantatlagere (Osteoporose, Protrusio acetabuli)
 - c) fehlerhafte Platzierung der Implantatkomponenten.

Während die durch bakterielle Entzündungsvorgänge hervorgerufene Lockerung mit nachweisbarem Infekt ein seltenes Ereignis ist, stellt die aseptische Lockerung ein großes Problem dar. Was versteht man eigentlich unter aseptischer Lockerung? Man spricht davon, wenn anamnestisch, klinisch, radiologisch, hinsichtlich des weißen Blutbildes und bakteriologisch keine Entzündungszeichen nachweisbar sind (34). Man ist der Ansicht, daß es drei Gründe gibt, die hauptsächlich für aseptische Lockerungen in Frage kommen:

1. Primäre Instabilität und mechanische Schädigung des Implantatlagere
2. Thermische Schädigung der Spongiosa und ihre Folgen
3. Toxische Schädigung des Implantatlagere.

Dabei hat sich herausgestellt, daß die thermische Schädigung der Spongiosa der wichtigste Grund für die

aseptische Lockerung ist. All diese Punkte sprechen dafür, die Menge des verwendeten Zementes möglichst klein zu halten.

In einem vorangegangenen Kapitel sind die allgemeinen Gewebereaktionen in der Umgebung künstlicher Gelenke schon beschrieben worden, so daß jetzt der Begriff der Metallose geklärt werden soll.

Alle unspezifischen entzündungsartigen Reaktionen in der Nähe von Allenthesen, die allein durch den metallischen Fremdkörper hervorgerufen werden, bezeichnet man als Metallosen (22). Dieses Phänomen ist schon lange bekannt (15). Jeder dieser Fremdkörper übt auf seine Umgebung eine mechanische, biologische, chemische und physikalisch-chemische Reizwirkung aus (22).

1. "Mechanische Wirkung

Durch Druck des Fremdkörpers auf das Lagergewebe wird umgebendes Gewebe verdrängt und eine Reizwirkung ausgelöst.

2. Biologische Wirkung

Das Fremdkörpermaterial beeinträchtigt die Vitalität des Gewebes. Im Einzelfall kann es auch Anlaß für eine Allergie sein.

3. Chemische und physikalisch-chemische Wirkung

An den Metallen spielen sich durch Einwirkung der Körperflüssigkeit elektrolytische Vorgänge ab, die eine Zersetzung des metallischen Fremdkörpers einleiten."

Diese metallischen Abriebpartikel können nach SWANSON et al. (26) hinsichtlich Tumorbildungen ein Risikofaktor sein. Genaue Beweise sind zum gegenwärtigen Zeitpunkt aber noch nicht erbracht.

Handelt es sich bei den Fremdkörpern um Kunststoffe, so

bezeichnet man diesen Zustand als Plastose. Diese Abriebpartikel sind nicht resorbierbar, sondern werden durch eine zellige und gewebliche Reaktion demarkiert und einer dauerhaften Einheilung zugeführt.

Es hat sich herausgestellt, daß sehr selten Reaktionen von diesen Kunststoffteilchen ausgehen. Handelt es sich allerdings um eine wiederholte Freisetzung dieser Partikel, so entsteht zweifellos ein Summationseffekt, der die Narbenbildung der Kapsel zu fördern vermag.

Eine Ausnahme macht der Polyesterwerkstoff, dessen Verschleißrate extrem hoch ist. Es ist häufig zu abakteriellen Lockerungen und zu Osteolysen in extremem Umfang gekommen. COTTA spricht daher von dem durch Polyester verursachten "aggressiven Granulom", A.N. WITT von der "malignen Osteolyse" (36). Daher wird dieser Werkstoff zur Herstellung von Prothesen nicht mehr benutzt.

Auf die Auswirkung der Metalle in allergologischer Hinsicht ist in Kapitel 1.b hingewiesen worden. Hinzuzufügen ist noch, daß Unverträglichkeitsreaktionen auf der Grundlage antigener Eigenschaften vor allem von Kunststoffendoprothesen als unbeweisen gelten.

II. Das gegenwärtige Endoprothesenangebot für das Hüftgelenk, aufgegliedert nach den entscheidenden Bewertungskriterien

Für die vergleichende Analyse stand uns Material von folgenden Firmen zur Verfügung:

1. AESCULAP
2. ALLO PRO
3. BENOIST GIRARD & CIE
4. DELORO
5. DOWNS
6. HOWMEDICA
7. INTERPLANTA
8. J R I
9. LINK
10. OSTEO
11. PROTEK
12. THACKRAY
13. ZIMMER USA

Die Tabellen I - VI zeigen die Unterschiede in Material und Konstruktion. In den folgenden Abschnitten sind die Ergebnisse noch einmal systematisch zusammengefaßt.

1. Material

Alle Firmen haben insgesamt 67 verschiedene Prothesenarten angeboten, wobei 15 nur Schaftprothesen und 52 Totalprothesen sind. Von den 57 Totalprothesen haben 37 die Gleitpaarung CoCrMo-Gußlegierung-Kunststoff (Polyäthylen), 9 die Gleitpaarung Metall-Metall, 2 haben die Paarung Titan-Schmiedelegierung-Kunststoff, 6 Rostfreier Stahl-Polyäthylen, 2 CoCrMo-Gußlegierung-Delrin, und nur bei einer Prothese ist der Schaft aus Metall und die Pfanne und der Kopf aus Keramik.

Alle 15 Schaftprothesen sind aus der CoCrMo-Gußlegierung. Untersuchungen an einzelnen Prothesen hinsichtlich ihrer Festigkeit, Reibung und Verschleiß sind, wie oben schon erwähnt, von M. UNGETHÜM unternommen worden.

Bei der Untersuchung von Niederdruckäthylenpfannen, die bei Reoperationen freigelegt wurden, zeigten sich hinsichtlich Reibung und Verschleiß folgende Ergebnisse (29):

Die ursprüngliche Bearbeitungstextur (Drehriefen) wies an allen Kontaktzonen der Pfanneninnenflächen eine fast vollständige Glättung auf. Es kam zu einer wellenförmigen Materialverlagerung durch schubartiges Walzen und darüber hinaus zu Anzeichen von abrasivem Verschleiß, den man eventuell auch schon als "Sprödbbruch" Verschleiß bezeichnen könnte.

Bei den Totalendoprothesen nach dem Rotationsprinzip (WEBER-HUGGLER) zeigt sich eine völlig andere Oberflächenmorphologie. Bei dieser Prothese ist ein Polyesterkugelpfopf auf einem metallischen Zapfen gelagert. Der Kugelpfopf gleitet gegen eine Metallpfanne. UNGETHÜM konnte an reoperierten Gelenken dieses Typs beobachten, daß durch die jahrelangen Gleitbewegungen zwischen Metallpfanne und Polyesterpfopf sich eine hochglanzpolierte Kunststoffoberfläche einstellte. Bei dem linearen Polyester kam es zu einer großen Anzahl von abakteriellen Spätlockerungen, die nach WEBER et al. (31) auf zunehmende Substanzdefekte am Knochen zurückzuführen waren. UNGETHÜM (29) stellte anhand von ausgebauten Prothesen dieses Typs extrem hohe Verschleißraten fest. Die Rotationsköpfe zeigten am Zapfenlager Materialverluste in Größenordnungen von 1,5 mm nach 3 Jahren. UNGETHÜM kam deshalb zu der Auffassung, daß die oben beschriebenen abakteriellen Spätlockerungen und Osteolysen vorwiegend auf das extrem große Verschleißvolumen zurückzuführen sind. Aus diesem Grunde wurde eine neue

Modifikation (System WEBER) entwickelt, die aber das Prinzip der Rotationsprothese beibehielt. Der Rotationsbolzen des Prothesenschaftes blieb unverändert. Allerdings steckte man jetzt auf diesen einen Metallkopf aus der verschleißfesten CoCrMo-Gußlegierung Protasul 2, mit einem Kopfdurchmesser von 32 mm und variabler Halslänge. Dieser wiederum artikuliert nach dem CHARNLEY-Prinzip mit einer Pfanne aus High-Density Polyäthylen. Diese neue Modifikation wird mit 3 verschiedenen Halslängen und Schaftlängen angeboten.

Hier noch die Versuchsergebnisse der Hüftprothese Typ "Daubenspeck", die allerdings nicht mehr hergestellt wird. Es handelt sich auch um eine dreiteilige Anordnung, allerdings ohne Rotationsmöglichkeit. Pfanne und Femurschaft bestehen aus einer CoCrMo-Gußlegierung, der Kopf aus HDPE Kunststoff. Nach dem Simulatortest war eine deutliche plastische Verformung des HDPE Kopfes zu erkennen. Allerdings liegt die Verschleißrate bei gleichen Versuchsbedingungen und ca. gleicher Versuchsdauer bei der MÜLLER-Prothese (mit HDPE Pfanne) dreifach höher, was wahrscheinlich auf die wesentlich größere Kontaktfläche (infolge größeren Kopfdurchmessers) und damit geringerer spezifischer Flächenbeanspruchung bei der Prothese Typ "Daubenspeck" zurückzuführen ist.

Ansonsten gilt für die Prothesen mit Gleitpaarung Metall-Metall das oben Erwähnte. Ihr Reibungsmoment ist zweifach höher als bei der Kombination Metall-Polyäthylen.

2. Konstruktion

a) Pfanne

Die Hüftgelenkpfannen der einzelnen Firmen sehen sich im Prinzip ähnlich. Ein entscheidender Unterschied ist auch hier das Material. Überwiegend werden Pfannen aus Polyäthylen benutzt; sie sind alle mit einem Röntgenmarkierungsdraht versehen. Metallpfannen werden nur noch sehr selten hergestellt, und nur eine Pfanne wird aus Keramik angeboten. Verglichen werden hier 44 Modelle. Ihre Innendurchmesser sind auf die Größe der dazugehörigen Femurprothese abgestimmt und schwanken von 22 mm (CHARNLEY-Prothese) bis 51 mm (McKEE-FARRAR und SBARBORO-Proth, der Fa. Zimmer USA). Zur möglichst paßgerechten Platzierung werden die Pfannen mit verschiedenen großen Außendurchmessern hergestellt. Die größten Pfannen von 58 mm Außendurchmesser bieten die Firmen Howmedica, Interplanta, JRI, Zimmer USA, Protek u. BG an. Sie laufen unter der Bezeichnung extra groß. Die gebräuchlichsten Werte liegen bei 48 - 54 mm. Die CHARNLEY-Prothese kann außerdem noch mit einer speziell kleinen Pfanne kombiniert werden. Einige Prothesentypen haben ein gewisses Spiel zwischen Pfanne und Femurschaft, wodurch ein geringerer Abrieb resultieren soll. Es handelt sich dabei um die BRUNSWICK-Prothese mit 1 mm, die St. GEORG-Prothese mit 1,5 mm und die Original LUBINUS-Prothese mit 0,5 mm Spielraum. Die Außenflächen der Pfannen aus Polyäthylen sind sich alle sehr ähnlich. Sie haben hinterfräste Haftlöcher sowie Quer- und Längsrillen zur besseren mechanischen Verbindung mit dem Knochenzement. Die Keramik-Pfanne wird mit 2 Führungszapfen konstruiert, die die Pfanne in die richtige Eingangsebene zwingen. Die an der Oberfläche symmetrisch angeordneten Rippen sollen einer besseren mechanischen Verbindung dienen. Eine Ausnahme macht die Firma DOWNS, deren Metallpfannen ein spitzes Schraubengewinde haben. Der sog. Schnappeffekt kommt bei drei Prothesentypen vor.

Es bedeutet, daß die Pfanne über der Kugelmitte einrastet und so luxationsmindernd wirkt. Außerdem ist ein stabiles Umschließen des Femurkopfes gewährleistet. Um automatisch eine optimale Stellung der Pfanne zur Prothese zu erreichen, haben einige Prothesen (JUDET Totalprothese, JUDET Monoblock) Halsmanschetten, die nach Aushärtung des Zementes entfernt werden. Die meisten Hüftgelenkspfannen zeigen eine sphärische Form, zusätzlich bieten einige Firmen (AESCULAP, ALLO PRO, THACKRAY) noch flache Pfannen an. Die Höhe dieser Pfannen bei der Firma ALLO PRO betragen 25 mm und 24,5 mm. Sie sind dann angezeigt, wenn die knöcherne Pfanne flach ist und nicht tief ausgefräst werden kann.

Die Randgestaltung ist bei den einzelnen Pfannen sehr unterschiedlich. Größtenteils sind sie glatt ohne besonderen Kragen, wieder andere sind gezackt. Die CHARNLEY-Prothese, vervollständigt nach KERBOULL (Rand 43,5 mm und 47,5 mm), und die LAGRANGE LETOURNEL Endoprothese bieten jeweils eine Pfanne mit und ohne Rand an. Ebenso hat die St. GEORGS-Prothese einen Femoralis-schutzrand. Er verleiht dem Gelenk erhöhte Beweglichkeit und schützt die Psoassehne und den nervus femoralis.

Drei Pfannentypen zeichnen sich durch eine besondere exzentrische Form aus (St. GEORG, ORIGINAL LUBINUS und die MÜLLER-Prothese der Fa. PROTEK, 2 und 4 mm exzentrisch). Die Wandstärke ist dabei für den Teil der Kappe, der die größte Belastung zu tragen hat, einseitig verdickt. Eine Ausnahme in der Konstruktion bildet die Bertolin Pfanne der Fa. DELORO und die HARTMANN-Pfanne der Fa. AESCULAP. Hier wird in eine Metallpfanne eine Kunststoffpfanne eingesetzt.

b) Femurkomponente

Beim Vergleich der Prothesenschäfte wird von 67 Prothesentypen ausgegangen, wobei als erstes die Kopfdurchmesser interessieren. Die Größen des Femurkopfes sind sehr

unterschiedlich. Sie schwanken zwischen 22 mm bei der CHARNLEY-Prothese und 55 mm bei den Großkopfprothesen der Fa. INTERPLANTA. Inwieweit der Kopfdurchmesser für die Tribologie von Wichtigkeit ist, wurde in einem vorangegangenen Kapitel schon erörtert.

Von jedem Prothesentyp werden gleich mehrere Schaftlängen angeboten, um beste anatomische und physiologische Verhältnisse zu schaffen. Die Standardlängen sind 120 - 160 mm. Langschaftprothesen, die speziell bei Osteotomien gebraucht werden, haben sogar eine Länge bis zu 305 mm (SBARBARO Prothese der Fa. Zimmer).

Von den 67 Prothesen sind 2 als Rotationsendoprothesen konstruiert. Es sind dies die Prothesen nach dem System WEBER der Fa. ALLO PRO und die Schaftprothese nach CHRISTIANSEN der Fa. HOWMEDICA. Die Fa. OSTEO stellt außerdem bei ihrer Keramikprothese einen Keramikkopf mit zentrischer und exzentrischer Bohrung her. Für normale Verhältnisse werden Köpfe mit zentrischer Bohrung verwendet. Nur für den differenzierten Einbau wählt man die Kugelköpfe mit exzentrischer Bohrung. Mit diesen Köpfen sind Korrekturen nach medial-lateral-posterior und anterior möglich. Die Kugelköpfe sind durch Nocken im Standardschaft gegen Drehung gesichert.

Fast jede Prothesenart wird mit verschiedenen Halslängen hergestellt. Meist sind es 3 Längen, die vereinfacht kurz, lang und standard genannt werden. Dabei bewegen sich die Größen um 44 mm für "kurz", 50 mm für "standard" und 56 mm für "lang". Auffallend kurze Hälse hat die Prothese nach MÜLLER. 29,5 mm, 34 mm und 40 mm sind hier die Größen. 3 Prothesen, die von WELLER, die McKEE-FARRAR und die McKEE-FARRAR-ARDEN, haben im Halsteil einen Durchbruch, der zur besseren Ausrichtung der Prothese dienen soll.

Hinsichtlich des Schwenkwinkels (engl.: Range of Motion), also des Winkels, den eine Prothese beschreiben kann,

ohne zu luxieren, sind Untersuchungen von C. HARIAN et al. durchgeführt worden (9).

Die Schwenkwinkel bei verschiedenen ausgeführten Bewegungen mit unterschiedlichen Kopfdurchmessern und Halslängen einzelner Prothesen sind verglichen worden. Die untersuchten Prothesen (CHARNLEY, McKEE, FARRAR, MÜLLER, HARRIS, BECHTHOL, AUFRANC-TURNER, TRAPEZOIDAL-28) zeigten bei den im Phantomversuch durchgeführten Bewegungen unterschiedliche Schwenkwinkel. Mehrere der getesteten Prothesenmodelle sind in ihrer Beugung begrenzt. Bereits wenige Millimeter Pfannenabnutzung verkleinern den Schwenkwinkel. Subluxation und Dislokation können bei den meisten Prothesen vermindert werden, indem man die Patienten anhält, bei Beugung gleichzeitig Abduktion und Außenrotation des Hüftgelenkes durchzuführen. Die Untersuchungen ergaben ferner, daß beim Zusammenstoßen des Prothesenhalses mit dem Pfannenrand die Gefahr von Dislokation und Randabnutzung ansteigt. Aus diesem Grunde sollten die Prothesen stabil gebaut sein, und der Kontakt zwischen Prothesenhals und Pfannenrand möglichst gering gehalten werden.

Nun zur Kragengröße der einzelnen Prothesen. Wie schädlich ein zu kleiner Kragen sein kann, wurde oben schon erklärt. Von den 67 untersuchten Prothesen sind 24, deren Krägen auffallend klein sind. Die Namen dieser Prothesen sind aus der Tabelle ersichtlich. Besonders große Krägen haben nur 16 Prothesenmodelle. Die Auflagefläche beträgt hier 25 - 32 mm (SBARBARO, AUFRANC-TURNER, WELLER). Der Rest der angebotenen Implantate hat Krägen, die man als mittelgroß bezeichnen könnte. Der Kragenwinkel (Abb. 6) ist von wenigen Firmen angegeben und z. T. auch schlecht von den Bildern im Prospekt abzulesen. Wie früher schon erwähnt, haben die üblichen Prothesen einen Kragenwinkel von 45° oder sogar nur 30° . Von den 67 Prothesen konnte man 17 Winkel genau messen. Davon haben 12 einen Kragenwinkel von 45° , 4 einen Winkel

von 40° und 2 einen von 30° . Die Thompson-Brunswik-Prothese ist sogar mit 2 Kragenwinkelgrößen erhältlich.

Beim nächsten Punkt, dem Schaftprofil, können leider keine genauen Angaben nach den oben dargestellten Skizzen gemacht werden. Die 6 Prothesen, die eine Klassifizierung zulassen, sind aus Tabelle I - III zu entnehmen. Einige Firmen stellen die besonders stabile Schaftform ihrer Prothese heraus. Sie ist dadurch gegeben, daß der Querschnitt im Bereich der Krümmung besonders groß ist. (Original Lubinus und Reoperationsprothese). Außerdem werden einige Prothesen mit verschiedenen Schaftstärken hergestellt, die einfach als starker, mittlerer, schmaler und extra schmaler Schaft bezeichnet werden. Die Firma THACKRAY, die unter anderem auch die CHARNLEY-Prothese herstellt, hat hier noch genauer differenziert. Sie unterscheidet zwischen Prothesen mit schwerem Schaft, die für kräftige Patienten unter 60 Jahren geeignet sind, Prothesen mit extra schwerem Schaft, für Patienten über 80 kg, Prothesen mit geradem dickem Schaft, geradem schmalem Schaft und extra kleinen Schäften, die für Patienten unter 54 kg benutzt werden.

Weitere Angaben über Schaftform und Profil werden bei der Minneapolis Prothese gegeben. Sie zeichnet sich durch eine konische Form aus, wobei der Schaft noch mit Schneidkanten versehen ist. Eine genaue Beschreibung ihrer Femurschaftprothese Modell St. GEORG gibt die Firma LINK. Der leicht gekrümmte Schaft hat 3-Punkt-Auflage (Femurschaftende, äußere und innere Corticalis), sitzt dadurch absolut stabil im Femurknochen und verteilt die auftretenden Druck- und Zugkräfte über die ganze Länge des Schaftes. Der leicht gekrümmte Schaft gewährleistet außerdem einen physiologisch richtigen Abstand vom knöchernen Becken durch Wiederherstellung des anatomischen Torbogens.

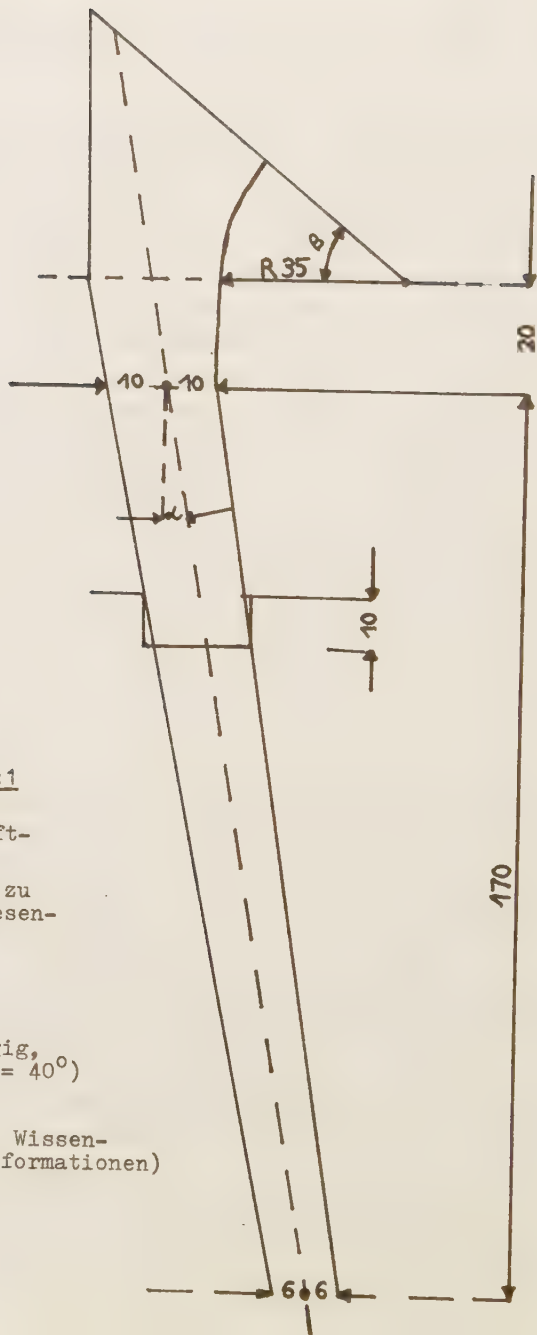


Abb. 6

NORMFEMUR M 1:1

α = Femurschaft-
winkel

β = Paßwinkel zu
dem Prothesen-
kragen

$\alpha = 10^\circ$

β (typabhängig,
gewählt $\beta = 40^\circ$)

(Aus AESCULAP, Wissen-
schaftliche Informationen)

Bezüglich der Stieloberfläche gibt es keine gravierenden Unterschiede. 50 der 67 Prothesen sind ganz glatt, bei 11 Prothesen ist der Schaft gefenstert, und 6 haben entweder 1 oder 2 Längsnuten, die über die Länge des Schaftes laufen. Die dazugehörigen Prothesennamen sind aus Tabelle I - III ersichtlich. Die CHARNLEY-Prothese der Firma THACKRAY hat bei einigen Prothesen unterhalb des Halses, auf der stärker gekrümmten Seite, außerdem noch ca. 10 kleine Einkerbungen.

Als letzter Punkt wird jetzt noch der CCD-Winkel erwähnt. Er ist bei den einzelnen Prothesen recht unterschiedlich. Der Winkel beträgt beim Menschen ungefähr 130° , bei den Prothesen liegt er allerdings z. T. höher, um die Biege- und Scherkräfte, die auf den Prothesenhals wirken, zu verringern. Mit Hilfe eines Normfemurs (Abb. 6 - aus AESCULAP, Wissenschaftliche Information) konnte dieser CCD-Winkel bei 21 Prothesen ausgemessen werden. Die kleinsten Winkel haben die Prothesen der Firma ALLO PRO mit 123° , die MÜLLER Spezialprothese mit 120° und die Prothese nach MOORE mit 118° . Ungefähr 10 Prothesen haben Winkel von 132° - 138° ; die restlichen werden mit Winkeln von 140° - 150° hergestellt.

Um eine für alle Prothesen gültige Achse zu definieren, in der die Orientierung der Prothese im Femur erfolgt, wurde ein standardisierter Markraum als Normfemur hergestellt. Die Bestimmung der Prothesenachse wurde experimentell mit 25 verschiedenen Prothesentypen verschiedener Hersteller ermittelt.

III. Kritische Schlußfolgerungen

1. Bewertung des gegenwärtigen Standes der Hüftendoprothetik aus technischer Sicht

Aus den vorangegangenen Kapiteln geht hervor, daß trotz großem Angebot keine Prothese sämtlichen Anforderungen entspricht. Schon die Materialwahl ist schwierig. Ein Material, bei dem Reibung und Verschleiß zu vernachlässigen sind, ist noch nicht entwickelt worden, obwohl die Aluminiumoxidkeramik in dieser Beziehung schon gute Erfolge aufweist. Es gibt immer noch einige Hersteller, die neue Erkenntnisse bei der Konstruktion und der Materialwahl überhaupt nicht oder kaum berücksichtigen. Trotz eindeutiger Ergebnisse bei der Gleitpaarung Metall-Metall (Reibungsmoment 2fach höher als bei der Gleitpaarung Metall-Polyäthylen), werden von 34 Prothesen immer noch 6 mit dieser Zusammenstellung hergestellt, am bekanntesten darunter die McKEE-FARRAR-Prothese; allerdings zeigt die Erfahrung gerade mit diesem Modell, daß es neben den negativen tribologischen Eigenschaften offenbar noch andere wesentliche Faktoren gibt, die für die relativ guten klinischen Langzeitergebnisse mit der McKEE-FARRAR-Prothese verantwortlich sind.

Bezüglich der Auflagefläche des Prothesenkragens ist festzustellen, daß nur 16 von 67 Prothesen die als günstig erkannte Mindestgröße besitzen. Das gleiche gilt vom Schaftprofil; wie das ideale Profil aussehen soll, wurde im einzelnen beschrieben. Allerdings ist es bei nur 6 Prothesen aus den Prospekten genau ersichtlich.

Zusammenfassend ist zum gegenwärtigen Stand zu sagen, daß der Großteil der Prothesen in verschiedenen Punkten den gestellten Anforderungen noch nicht entspricht.

Einige Prothesentypen kommen der Idealvorstellung zwar schon sehr nahe, trotzdem wird es nötig sein, immer wieder Verbesserungen zu entwickeln, um gute Langzeitergebnisse zu erhalten.

2. Verbesserungsmöglichkeiten

Das Hauptproblem stellen die biomechanischen Ursachen von Lockerung und Bruch dar. Von entscheidender Bedeutung ist, wie die Kräfte von der Prothese auf den Knochen übertragen werden. Prothesenbrüche dadurch zu verhindern, daß man lediglich den Schaft verdickt, ist nicht geglückt. Der Schaft wird dadurch nur starrer und entfernt sich noch weiter von den elastischen Eigenschaften des Knochens.

Nach Untersuchungen von G. RITTER et al. (20) sind besonders 2 Punkte entscheidend, die zu Mißerfolgen führen. Es sind dies der ungünstige Prothesenschaft-Kragenwinkel und die Keilform des Prothesenschaftes. Man hat festgestellt, daß die Überlastung der medialen Prothesenabstützung ein sehr kritischer Punkt ist. Daraus ergibt sich, daß die an der Verankerung auftretenden Kräfte möglichst reduziert werden müssen, um so die Kräfte aus schiefer Ebene und Keilform auszuschalten. G. RITTER et al. schlagen vor, den Prothesenschaft-Kragenwinkel auf 65° zu ändern; so würde die Richtung der an der Hüfte resultierenden Gesamtkraft über den Prothesenkragen senkrecht auf die belastete Fläche am Knochen übertragen werden. Als zweites fordern sie eine Änderung der Schaftform mit dem Ziel, die Keilwirkung auszuschalten. Der Prothesenschaft soll auf der medialen Seite die größtmögliche, der Knochenform angepaßte Übertragungsfläche haben. In der mittleren Zone, die hinsichtlich der Biegebeanspruchung neutral ist, wird der Schaft durch eine breite Nut stark verdünnt. Der laterale Schaftanteil ist dagegen kräftig ausgebildet, da er bei der Belastung auf Zug beansprucht wird.

Viele Autoren (35) sind der Ansicht, daß neue Methoden entwickelt werden müssen, die ein zementfreies Fixieren der Prothesen erlauben. MITTELMEIER (16) hat diesbezüglich schon Vorschläge gemacht. Er strebt eine solidere Dauerfixation nach dem Prinzip der Druckreduzierung der Prothesenoberfläche an. Wichtig bleibt wie bisher, daß vor allem bei jüngeren Menschen erst die Alternativmethoden, die das Gelenk erhalten, ausgeschöpft werden.

C. Zusammenfassung

Die technischen Bewertungskriterien von Hüftendoprothesen wurden dargestellt. Bei der vergleichenden Analyse handelsüblicher Totalprothesen des Hüftgelenkes wurden Material, Konstruktion und Tribologie berücksichtigt. Es ist festzustellen, daß viele Prothesenmodelle aus biomechanischer Sicht erhebliche Mängel aufweisen, die für die auftretenden und in Zukunft in zunehmender Zahl zu erwartenden Komplikationen in Form von Lockerung und Bruch zum großen Teil verantwortlich sind.

Als entscheidende technische Bewertungskriterien wurden das Material, die Konstruktion und das tribologische Verhalten genannt. Da es wünschenswert sein kann, auch jüngere Menschen mit einem künstlichen Hüftgelenk zu versorgen, müssen die Anforderungen an eine Hüftendoprothese sehr hoch gestellt werden. Speziell die Risikofaktoren, die zu Bruch und vorzeitiger Lockerung führen können, müssen beseitigt werden. Dadurch, daß die Prothese enormen Belastungen ausgesetzt ist, entscheidet sich das Schicksal jedes prothetischen Ersatzes an der Verankerung im Knochen. Dem Ziel eines dauerhaften alloplastischen Gelenkersatzes näherzukommen, kann nur durch konsequente Berücksichtigung einer dem Knochen gemäßen Übertragung auftretender Belastungen genüge getan werden.

Aber nicht nur die technischen Kriterien sind für den Erfolg ausschlaggebend. Leitende Gesichtspunkte für die Konstruktion von Hüftgelenkprothesen sollten auch die physiologischen Verhältnisse am Patienten sein. Theoretisch müßte für jeden Probanden eine eigens konstruierte Prothese implantiert werden; dies ist natürlich nicht möglich. Einige Firmen (THACKREY/CHARNLEY) kommen diesem Gedanken aber schon näher, indem sie Prothesen herstellen, die die Körperstruktur des Patienten besonders berücksichtigen.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß zwar ein großes Angebot an Prothesentypen besteht, aber sehr wenige den hohen Anforderungen eines künstlichen Gelenkes entsprechen. Es wäre daher angesichts der vielen jüngeren Patienten zu fordern, daß die Forschungen in Bezug auf Verankerung, Konstruktion und Materialwahl intensiviert werden.

D. Literaturverzeichnis

1. APLEY, A.G.

Modern Trends in Orthopaedics
London 1972, Butterworths

2. BECK, H.

Persönliche Mitteilung (1977)

3. BOUTIN, P.

Arthroplastie totale de la hanche par prothèse en
alumine frittée. Revue de Chirurgie orthopédique et
réparatrice de l'Appareil moteur.
Paris, 58 (1972) 229 - 246

4. BUCHHOLZ, H.W.

Das künstliche Hüftgelenk Modell St. Georg
In: COTTA, H., SCHULITZ, K.-P.
Der totale Hüftgelenkersatz
Stuttgart: Thieme 1973

5. DOCKAL, C.

Korrosionsverhalten von Implantatwerkstoffen für
künstliche Gelenke
Technische Rundschau Sulzer Forschungsheft (1972) 14-18

6. GSCHWEND, N., SCHERRER, H., DYBOWSKI, R.

Allergologische Probleme in der Orthopädie
Orthopäde 6 (1977), 197 - 204

7. HACKENBROCH, M.H., BRUNS, H., HOLBE, R. und
LECHLEUTHNER, H.

Weitere Erfahrungen mit der Totalendoprothese des
Hüftgelenkes
Arch. orthop. Unfall-Chir. 84 (1976), 149 - 168

8. HACKENBROCH, M.H.
Der heutige Stand des Gelenkersatzes
Münch. med. Wschr. 116/6 (1974)
9. HARLAN, C., AMSTUTZ, M.D., LODWIG, R.M. et al.
Range of Motion Studies for Total Hip Replacements
Clin. Orthop. (1975), 124 - 130
10. HOLZ, U., UNGETHÜM, M.
Klinische und experimentelle Untersuchungen wesentlicher Faktoren bei der dauerhaften Verankerung von Hüfttotalendoprothesen
Arch. orthop. Unfall-Chir. 82 (1975), 195 - 204
11. JÄGER, M., UNGETHÜM, M.
Endoprothesen im Verschleißtest
Ärztliche Praxis 93/7 (1975), 3789/3790
12. JÄGER, M., UNGETHÜM, M.
Korrelation klinischer und technischer Aspekte zur Frage der Endoprothesenlockerung
Orthopädische Praxis 12 (1976), 587 - 582
13. KINZL, L., BURRI, C., PAULINI, K., WOLTER, D.
Gewebeverträglichkeit der Polymere Polyäthylen, Polyester und Polyacetalharz
Z. Orthop. 114, 777 (1976)
14. KÖLBEL, R., BERGMANN, G.
Technische Aspekte der Endoprothetik
Orthopädische Praxis 12 (1976) 6
15. MASHOFF, W., NEUHAUS-VOGEL, A.
Die Gelenkkapsel nach Alloplastik
Arch. orthop. Unfall-Chir. 78 (1974), 175 - 198

16. MITTELMEIER, H.

Zementlose Verankerung von Endoprothesen nach dem
Tragrippenprinzip
Z. Orthop. 112 (1974), 27 - 33

17. MUELLER, M.E., BOITZY, A.

Artificial hip joints made from Protasul
Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthese
Bern (Mai 1968)

18. RETTIG, H., EICHLER, J., OEST, O.

Hüftfibel
Stuttgart: Thieme 1970

19. RITTER, G., GRÜNERT, A., SCHWEIKERT, C.-H.

Die Zuggurtungs-Hüftendoprothese
Biomechanische Grundlagen
Arch. orthop. Unfall-Chir. 86 (1976), 1 - 14

20. RITTER, G., GRÜNERT, A., SCHWEIKERT, C.-H.

Biomechanische Ursachen von Lockerung und Bruch
der Hüftendoprothesen
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973), 154 - 164

21. SCHULITZ, K.P., DUSTMANN, H.O., KOCH, H.

Fettembolie beim Einstzen von Totalendoprothesen
mit Acrylzement
In: COTTA, H., SCHULITZ, K.P.
Der totale Hüftgelenkersatz
Stuttgart: Thieme 1970

22. SCHUSTER, J.

Die Metallose
Stuttgart: Enke 1975

23. SEMLITSCH, M.

Technischer Fortschritt bei künstlichen Hüftgelenken
Technische Rundschau Sulzer 4 (1974) 2 - 7

24. SEMLITSCH, M.

Artificial joint materials development. Engineering
in medicine 2 (1973), 89 - 97

25. SUERY, P.

Korrosionsverhalten gegossener und geschmiedeter
Implantatwerkstoffe unter Berücksichtigung von Ver-
bundkonstruktion bei Gelenkendoprothesen.
Technische Rundschau Sulzer Forschungsheft (1974),
39 - 50

26. SWANSON, S.A.V., FREEMAN, M.A.R., HEATH, J.C.

Laboratory tests on total joint replacement prosteses
J. Bone Jt. Surg. 55-B (1973), 759

27. UNGETHÜM, M.

Die Normung totaler Hüftprothesen-Möglichkeiten und
Aspekte aus technischer Sicht.
DIN-Mitteilungen 55 (1976), 299 - 302

28. UNGETHÜM, M.

Biomechanische Untersuchungen für die Entwicklung
und Prüfung von Hüftkopfprothesen
In: Prüfverfahren für Endoprothesen der Hüfte
Aesculap, Wissenschaftliche Informationen 1 (1977), 7

29. UNGETHÜM, M.

Tribologisch-biomechanische Untersuchungen für den
totalen Gelenkersatz der menschlichen Hüfte
Dissertation TH Aachen 1976

30. UNGETHÜM, M., REFIOR, H.J.

Ist Aluminiumoxidkeramik als Gleitlagerwerkstoff
für Totalendoprothesen geeignet?

Arch. orthop. Unfall-Chir. 79 (1974), 97 - 106

31. WEBER, B.G., STÜHMER, G., SEMLITSCH, M.

Erfahrungen mit dem Kunststoff Polyester als
Komponente der Rotationstotalprothese des Hüft-
gelenkes

Z. Orthop. 112 (1974), 1106

32. WILLERT, H.G., SEMLITSCH, M.

Kapselreaktionen auf Kunststoff- und Metallabrieb
bei Gelenkendoprothesen

Technische Rundschau Sulzer 2 (1975), 121 - 128

33. WILLERT, H.-G.

Die Reaktion des knöchernen Implantatlagere auf
Methylmethacrylatknochenzement

In: COTTA, H., SCHULITZ, K.P.

Der totale Hüftgelenkersatz

Stuttgart: Thieme 1970

34. WITT, A.N., HACKENBROCH, M.H.

Therapeutische Möglichkeiten bei gelockerten Hüft-
totalprothesen

Z. Orthop. 14 (1976), 330 - 341

35. WITT, A.N., HACKENBROCH, M.H.

Gelenkersatz. Editorial.

Münch. med. Wschr. 9 - 10 (1976), 118

36. WITT, A.N.

Möglichkeiten und Grenzen des Endoprothesenaus-
tausches. Editorial.

Arch. orthop. Unfall-Chir. 88, 1 (1977)

37. WOLTER, D., BURRI, C., KINZL, L., MÜLLER, A.

Die Veränderungen der physikalischen Eigenschaften von Polyacetalharz (Hostaform C), Polyester (Hostadur), Poläthylen (Hostalen) und Teflon (Hostaflon) nach tierischer Implantation und mehrfachem Autoklavieren

Arch. orthop. Unfall-Chir. 86, 291 (1976)

Forma	Name der Prothese	Art der Prothese	Material	Kopf Ø	Kopf-befestigung	Kragen	Kragenwin- kel	Halslänge	Schaftprofil	Schaft- länge	Schaft- ober- fläche	Sonstiges	CCD-Winkel
sculap	Weller	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	32 mm	fest	groß	40°	44,50,56		125,180, 240	glatt		
lo Pro	Rotationsendo- prothese nach System Weber	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	42,44,46, 48,50,52, 54	beweg- lich					112,115, 140,192, 233	glatt		130°, 1
G	selbsthaltende Prothese nach Moore	Schaftprothese	CoCrMo	38,41,43, 44 - 54	fest	normal				125,140, 150,165, 190	gefen- stert		
	Prothese nach Thompson	Schaftprothese	CoCrMo	38 - 63,5			40°			105	glatt		143°
	Schaftprothese mit Standard- stamm	Schaftprothese	CoCrMo	37 - 57	fest	normal				115	glatt		
	Schaftprothese nach Christian- sen	Schaftprothese	CoCrMo	42,44 - 54	beweg- lich	normal				130,160, 260	glatt		
	Christiansen	Totalprothese	CoCrMo Delrin		beweg- lich	normal		kurz, mittel, lang		130,160, 260	glatt		
	Totale Hüftge- lenkprothese mit Gleitnuten	Totalprothese	CoCrMo CoCrMo	37,39,41	fest	klein	45°	16,21		115	glatt		148°
	McKee Farrar	Totalprothese	CoCrMo CoCrMo	35,40,37, 41	fest	groß	45°	kurz, lang		100	glatt		136°
	Müller	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	32	fest	klein	45°	kurz, lang, mittel		94,108	glatt		140°, 1 Spezial- anfertigung
	Lagrange Letournel	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	35,30	fest	klein		Spezialproth. 1x mit extra langem Hals	norm.)ellipti- spez.)scher St. rechtwinklig, langer Stamm	100,190	glatt, längs gerippt		
	Charnley	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	22,22	fest	klein		31,6	g	123,127	glatt		131°
	Charnley, ver- vollständigt nach Kerboull	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	22,22	fest	klein		31,6,47,39, 24	schmal, breit	123,125, 130,127, 104	glatt		
oloro	McKee Farrar	Totalprothese	CoCrMo CoCrMo	34,92	fest	groß	45°	Standard, langer Hals		130	glatt	gibt es auch m. sechsecki- gem Loch im Halsteil	
	McKee Farrar- Arden	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	34,92	fest	groß	45°	Standard, langer Hals		130	glatt		140°
	McKee-Arden	Totalprothese Polyäthylen	CoCrMo	39,68	fest	groß	45°	Standard, lang		130	glatt		136°
	Minneapolis	Totalprothese	CoCrMo CoCrMo	34,92	fest					ca.250	gefen- stert	speziell für Osteotomien	
	Thompson Brunswik	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	34,92	fest	groß		Standard, lang		130	glatt		
	Judet	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	35	fest					130	glatt		
	Judet Monoblock	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	34,92	fest	normal				130	glatt		Hat Hal- mansche
	Modifizierte McKee Farrar	Totalprothese	CoCrMo CoCrMo	41,27	fest	normal		Standard		130	glatt		
	Charnley	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen Rostfr. Stahl Polyäthylen	22	fest	klein			g	130	glatt		

Name der Prothese	Art der Prothese	Material	Kopf Ø	Kopfbefestigung	Kragen	Halswinkel	Halslänge	Schaftprofil	Schaftlänge	Schaftoberfläche	Sonstiges	COD-Winkel
Standish Charnley	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen Rostfr. Stahl Polyäthylen	22	fest	klein			g	130	glatt		
Müller	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	32	fest	klein	45°	mittel	Standard	130	glatt		
Lagrange Letournel	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	35 30	fest	klein				130	glatt		
Stanmore	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	25,29, 35	fest	klein				130	glatt		136°
Bertolin	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	26	fest	klein	45°			130	glatt		138°
Thompson	Schaftprothese	CoCrMo	44,45	fest	normal	45°			130	glatt		
Austin Moore	Schaftprothese	CoCrMo	47,62, 38,41,27, 50,8,54	fest	klein				130	gefenstert	außerdem mit geradem Schaft erhältlich	
Müller	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	32	fest	klein	45°	lang, mittel, kurz	Standard, schmal gekrümmt	130	glatt		
Charnley	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	22	fest	klein			schmal, gerade, standard, gekrümmt	130	glatt		
McKee-Farrar-Arden	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	40,35	fest	groß	45°	Standard, lang		130	glatt		
Thompson	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	40,35	fest	groß		Standard, lang		130	glatt	hat Schnapp-pfanne	148°
Proth.m.spitzem Schraubengew.	Totalprothese	CoCrMo CoCrMo		fest					191,152	gefenstert		135°, 15°
Watt-Maney	Totalprothese	Titan Polyäthylen	41,43, 45,47	schraubbar					127,140	gefenstert		143°
Moore	Totalprothese	CoCrMo Titan Polyäthylen	39 - 57	fest					127,140, 152,137, 165	gefenstert		118°
Thompson	Totalprothese	CoCrMo Titan Polyäthylen	39,41, 43,49,53	fest	klein				105	glatt		148°
Brunswik	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	35	fest	normal	30° 45°	48,42,44, 52,58		115,170	glatt	hat Schnapp-pfanne	
Müller	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	32	fest	klein	45°	58		115	glatt		
Judet Monoblock	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	35	fest	normal	30°	48		115	glatt	mit Halsmanschetten	
McKee-Farrar	Totalprothese	CoCrMo CoCrMo	35,40,41	fest	normal	45°	kurz, lang		115	glatt	Micro-FIT™	
McKee-Farrar Mod. nach M.P. Aubigne	Totalprothese	CoCrMo CoCrMo	35,41	fest	klein				127	glatt	Micro-FIT™	
Lagrange Letournel	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	30,35	fest	klein		47		107	glatt		
Christiansen	Rotationsprothese	CoCrMo Delrin	37	beweglich	klein		42,47		130,158	glatt		
Wittebol	Schaftprothese	CoCrMo	38 - 57	fest	klein			10 mm Schaftstärke	165	gefenstert	erhältl.in Anteversion links und rechts	134°
Thompson	Schaftprothese	CoCrMo	38 - 47,5	fest	normal			Schaftstärke 11 mm	102,114, 140,127	glatt	erhältlich noch mit etwas stärkerem Hals	

ma	Name der Prothese	Art der Prothese	Material	Kopf $\varnothing$	Kopf befestigung	Kragen	Kragenwinkel	Halslänge	Schaftprofil	Schaftlänge	Schaftoberfläche	Sonstiges	CCD-Winkel
medica	Matchett-Brown	Schaftprothese	CoCrMo	41 - 57	fest	Auflage 25 mm			Stärke 10 mm	178,203	gefenstert		138°
	Minneapolis	Schaftprothese	CoCrMo	38 - 51	fest				konisch, mit Schneidkanten	154,254	gefenstert		
	McKee-Farrar	Totalprothese	CoCrMo mit Polyäthylen oder CoCrMo	35,40,41	fest	groß	45°		d	ca. 130	tropfenförmige Einkerb.		
	Müller	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	32	fest	mittel vergr.	45°		d	ca. 150	tropfenförm. Einkerbung		
	L.S.B.-Langschaft	Schaftprothese	CoCrMo	35	fest	groß		27,35,41		170	glatt		
er- anta	Original Lubinus	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	32,35	fest	groß	45°	46,54,60	normal schlank	150,170,130	glatt		144°
	Dysplasie Prothesen	Schaftprothese	CoCrMo	24	fest	normal				150			
	Re-Operationsprothesen	Schaftprothese	CoCrMo	35,32	fest	groß	45°			150,130,170	glatt		
	Großkopfprothesen	Schaftprothese	CoCrMo	38,41,43,45,47,49,51,55	fest	normal			Schlankschaft Normalschaft	150	glatt		
R I	Müller	Totalprothese	CoCrMo Rostfr. Stahl Polyäthylen	32	fest	normal	45°	28,34,40	normal senkrecht spezial	120,180,240	glatt		
	Müller	Schaftprothese	CoCrMo	42,44 - 54	fest	klein		kurz, mittel, lang	Standard	127,105	glatt		
nk	St. Georg	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	38,33,41,44,47,50	fest		45°		stark, mittel, schmal, extra schmal	170,300	1 Längsrippe		135°
ceo	Keramikprothese	Totalprothese	CoCrMo Keramik		beweglich	normal				130,150	glatt		
stek	Müller	Totalprothese	CoCrMo Rostfr. Stahl Polyäthylen	32,42,44 48 - 54,22	fest	normal	45°	mittel, lang, 34,28,40,30,29,5	gebogen, gerade	120,170,100,180,240	glatt	Prothesen mit Spezialschaft	
ackray	Charnley	Totalprothese	CoCrMo Rostfr. Stahl Polyäthylen	22,25	fest	klein		Kopf u. Hals 43,3,36,3,31,3	f Stärke: 9,5 8	130,137,398,287	an der Krümmung gerippt	Prothesen haben verschieden starke Schäfte	
umer	Trapezoidal-28	Totalprothese	Rostfr. Stahl Polyäthylen	28	fest	normal	40°	mittel, lang		ca. 130, ca. 170	glatt		140°
	Sparbaro	Totalprothese	CoCrMo	41,51	fest	29,4,32				305,203,254	gefenstert		120°
	Sparbaro Proth. nach Moore	Totalprothese	CoCrMo	41,51	fest	26,6,27,4				127,152	gefenstert		
	Charnley	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	22,25	fest	klein		32	f	114,119	glatt		
	Aufranc-Turner	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	32	fest	28	40°	29,41,36		95,110	glatt		142°
	Müller	Totalprothese	CoCrMo Polyäthylen	32	fest	klein	45°	33,25,41		95,110	glatt		

IV Firma	Pfanne	Außen ø	Innen ø	sphär. Form	flache Form	Pfannenrand	Sonstiges
Aesculap	Polyäthylen	49, 44, 54	32			vergrößerter Rand	Rand kann mit Hohlmeißelzange entfernt werden
Allo Pro	Polyäthylen Rotationsprothese	47, 48, 52, 57	32	29, 31, 33	25, 24, 5	normal	
BG	Delrin Christiansen	47, 51				normal	
	CoCrMo	46, 48, 50				normal	Pfanne hat Gleitnuten
	CoCrMo	44, 5, 51, 46, 50				normal	Pfanne hat Gleitnuten
	Polyäthylen McKee Farrar	44, 50, 54, 58				normal	
	Polyäthylen Müller	58, 53, 58				besonders breit	
	Polyäthylen Lagrange Letournel	47, 50				eingekerbter, breiter Rand	
	Polyäthylen Charnley	47, 50, 40, 54				groß 43, 5 47, 5	
Deloro	Polyäthylen Charnley, vervoll- ständigt n. Kerboull	50, 8				normal	Pfanne hat Gleitnuten
	CoCrMo McKee Farrar	47, 62				Randdicke 9, 5 cm	
	Polyäthylen McKee Farrar-Arden	44, 45				normal	
	CoCrMo Minneapolis	52				normal	
	Polyäthylen Thompson Brunswick	50, 46					hat Halsman- schetten
	Polyäthylen Judet	50, 8				normal	
	CoCrMo Mod. McKee Farrar		22			gezackt	
	Polyäthylen Charnley	50				normal	
	Polyäthylen Müller						

Firma	Name d. Prothese	Material	Außen Ø	Innen Ø	spähr. Form	flache Form	Pfannenrand	Sonstiges
Deloro	Lagrange Letournel	Polyäthylen	53,47,5				ohne Rand mit Rand	
	Stanmore	Polyäthylen	50,57				breiter Rand	
	Bertolin	Polyäthylen	50				kleiner Rand	
	Müller	Polyäthylen					normal	
Downs	Charnley	Polyäthylen	40,43				gezackter R.	
	McKee-Farrar-Arden	Polyäthylen	44,48,51				normal	
	Thompson	Polyäthylen	48,51,55				normal	Schnappfanne
	Pr. mit spitzem Schraubengewinde	CoCrMo						
Howmedica	Brunswick	Polyäthylen						Schnappfanne 1mm großer Spiel- raum zwischen Kopf u. Pfanne
	Müller	Polyäthylen	44,49				normal	
	Judet Monoblock	Polyäthylen	46				normal	hat Halsmanscheiten
	McKee-Farrar	CoCrMo	44,5,47, 5,53,41	35,40,41			normal	mit Gleitnuten
Interplanta	Lagrange Letournel	Polyäthylen	42,5,47, 5				Ø mit Rand 47 mm, 53	
	Christiansen	Delrin	47,51					
	McKee-Farrar Vitalium CAD TM	CoCrMo Polyäthylen	45,48	35			normal	
	Brunswick	Polyäthylen	44,48,54 52,58	32,35			normal	Schnappeffekt 4 verl. Zapfen
J R I	Original Lubinus	Polyäthylen	52,48,55 44,38,54 58	35,5,32,5 24,5			ohne Rand	
	Müller	Polyäthylen	50,44,58				normal	Pfannen sind exzentrisch

VI Firma	Name d. Prothese	Material	Außen Ø	Innen Ø	sphär. Form	flache Form	Pfannenrand	Sonstiges
Link	Mod. St. Georg	Polyäthylen					normal	Femoralis- schutzrand
Osteo	Totalprothese	Keramik	47,54	32,38			normal	
Protek		Polyäthylen	44,50,54, 58				normal	
	Müller	Polyäthylen	36,40,44 50,58	32,22			normal	4 mm exzentrisch 2 mm exzentrisch
Thackray	Charnley	Polyäthylen			Höhe: 26,28		mit großem Rand ohne Rand	große, kleine, extra kleine
	Trapezoidal 28	Polyäthylen	42,48,52,	28			glatter, breiter Rand	
Zimmer USA	Sbarbaro	CoCrMo	51,60	41,6,51,2			normal	
	Charnley	Polyäthylen	40	22,2			schmaler, breiter hinterer Rand	
	Aufranc Turner	Polyäthylen	45,52	32			normal	Wandstärke 9,13 mm

Lebenslauf

Persönliches: Eva-Maria Baenisch, geb. Bade
geboren am 16. 2. 1950 in Güstrow
Eltern: Wilhelm Bade, Studienrat
Maria Bade, geb. Bienert, Krankenschwester

Ausbildung: 1956 - 1960 Evangelische Grundschule
Berlin-Frohnau
1960 - 67 Neusprachliches Gymnasium
Berlin-Waidmannslust
1967 - 69 Georg-Herwegh-Oberschule
Berlin-Hermsdorf
4. 2. 69 Zeugnis der Reife
Oktober 1970 Immatrikulation für
Humanmedizin an der Freien Universität Berlin
1971 Vorphysikum für Humanmedizin
Wechsel zur Zahnmedizin
1973 Physikum für Zahnmedizin
1976 Staatsexamen und Bestallung als
Zahnärztin

Berufstätigkeit: 1976 Umzug nach München
März 1976 bis 1978 Assistenz Zahnärztin
Seit 1. 4. 78 selbständige Zahnärztin

